



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

Evaluación de la agudeza visual y de la sensibilidad al contraste en pacientes implantados con LIO tórica y LIO monofocal de AMO.

Evaluation of visual acuity and contrast sensitivity in implanted patients with AMO's toric and monofocal IOL.

Autor

Erika Katiusca Sarco Silva

Directores

Rubén Hernández Vián

Gloria López Valverde

Facultad de Ciencias

Grado de Óptica y Optometría

2019/2020

ÍNDICE

ABREVIATURAS	I
RESUMEN	II
ABSTRACT	III
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1 CATARATA	1
1.1.1 CIRUGÍA DE CATARATA	2
1.2 LENTES INTRAOCULARES	3
1.2.1 LENTES INTRAOCULARES MONOFOCALES	4
1.2.2 LENTES INTRAOCULARES TÓRICAS	5
2. JUSTIFICACIÓN DEL TEMA	8
3. METODOLOGÍA	8
3.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN	8
3.2 PREOPERATORIO	9
3.3 INTRAPERATORIO	10
3.4 POSTOPERATORIO	11
3.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO	13
4. RESULTADOS	13
5. DISCUSIÓN	16
6. CONCLUSIONES	17
7. BIBLIOGRAFÍA	18

ABREVIATURAS

- **AE:** aberración esférica.
- **ATR:** astigmatismo en contra de la regla.
- **AV:** agudeza visual.
- **AV 100%:** agudeza visual decimal con contraste al 100%.
- **AV 20%:** agudeza visual decimal con contraste al 20%.
- **BSS:** solución salina balanceada.
- **K:** queratometría corneal.
- **LA:** longitud axial.
- **LIO:** lente intraocular.
- **MTF:** función de transferencia de modulación.
- **PIO:** presión intraocular.
- **WTR:** astigmatismo a favor de la regla

RESUMEN

OBJETIVO: Evaluar la agudeza visual y la sensibilidad al contraste en pacientes implantados con LIO tórica (ZCT225, ZCT300, ZCT375 Y ZCT450) y LIO monofocal (ZCB00) de AMO.

MÉTODO: La técnica quirúrgica es la facoemulsificación con implante de LIO. Se evaluaron un total de 53 ojos, 30 de ellos con LIO monofocal (grupo control) y los 23 restantes con LIO tórica (grupo tórico). La edad media de los pacientes es de $69,02 \pm 9,57$ años y la potencia media de la LIO implantada de $22,57 \pm 3,52$ D. Son ojos sanos con agudeza visual unidad utilizando la mejor corrección óptica. Para evaluar la calidad visual de forma subjetiva, se valoran la agudeza visual (AV) con el optotipo ETDRS en iluminación fotópica y mesópica alta; y la sensibilidad al contraste con el CSV-1000 en fotópica y mesópica baja. Para cuantificar la calidad óptica por un método objetivo se utiliza el OQAS, incluyendo los valores de la AV simulada para un contraste de 100% y 20%, el Strehl Ratio y el índice objetivo de Scattering (OSI).

RESULTADOS: No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el grupo control y el grupo tórico ($p > 0,05$). La AV decimal media con el ETDRS en iluminación fotópica fue de $0,98 \pm 0,14$ y en condiciones de iluminación mesópica alta fue de $0,65 \pm 0,14$. Los valores de sensibilidad al contraste en unidades logarítmicas con iluminación fotópica para la frecuencia A fueron de $1,65 \pm 0,23$; para la B de $1,88 \pm 0,23$; para la C de $1,46 \pm 0,31$ y para la D de $1,03 \pm 0,31$. Con iluminación mesópica baja los valores medios fueron de $1,53 \pm 0,20$; $1,62 \pm 0,29$; $1,02 \pm 0,36$ y $0,55 \pm 0,39$ en el orden correspondiente de A, B, C y D. Las mediciones hechas con el OQAS, para el Optycal Quality, arrojaron una AV decimal simulada media con el contraste al 100% de $0,86 \pm 0,38$; con contraste al 20% es de $0,59 \pm 0,25$; y el Strehl Ratio fue $0,16 \pm 0,13$. Con la prueba del Scatter Meter, la AV simulada media del contraste al 100% fue de $0,87 \pm 0,29$ y al 20% es $0,61 \pm 0,21$; el Strehl Ratio fue $0,15 \pm 0,05$ y el OSI es $1,50 \pm 0,96$.

CONCLUSION: La implantación de una LIO monofocal o tórica de AMO produce la misma calidad visual y óptica en pacientes sin patologías oculares.

ABSTRACT

PURPOSE: Assessment of visual acuity and contrast sensitivity in implanted patients with AMO'S toric IOL ((ZCT225, ZCT300, ZCT375 Y ZCT450) and monofocal IOL (ZCB00).

METHOD: The surgical technique is phacoemulsification with an IOL implant. A total of 53 eyes were evaluated, 30 of them with monofocal IOL (control group) and the remaining 23 with toric IOL (toric group). The average age of the patients is $69,02 \pm 9,57$ years and the average power of the implanted IOL is $22,57 \pm 3,52$ D. They are healthy eyes with unit visual acuity using best optical correction. To evaluate visual quality subjectively, visual acuity (VA) is assessed with the ETDRS optotype in photopic and high mesopic illumination; and contrast sensitivity with the CSV-1000 in photopic and low mesopic illumination. OQAS is used to quantify optical quality by an objective method, including simulated AV values for 100% and 20% contrast, Strehl ratio and objective scattering index (OSI).

RESULTS: No significant differences were found between control group and toric group ($P > 0,05$). The mean decimal VA with the ETDRS in photopic illumination is $0,98 \pm 0,14$ and in high mesopic illumination is $0,65 \pm 0,14$. The contrast sensitivity in logarithmic units with photopic illumination for frequency A was $1,65 \pm 0,23$, B was $1,88 \pm 0,23$, C was $1,46 \pm 0,31$ and D $1,03 \pm 0,31$. Same test with low mesopic illumination have average values of $1,53 \pm 0,20$; $1,62 \pm 0,29$; $1,02 \pm 0,36$ and $0,55 \pm 0,39$ in order to A, B, C and D frequencies. Measurements made with the OQAS, for the Optical Quality, gave an average simulated decimal VA with contrast at 100% of $0,86 \pm 0,38$; with contrast at 20% was $0,59 \pm 0,25$; and Strehl Ratio was $0,16 \pm 0,13$. With the Scatter Meter test, the average simulated AV contrast at 100% was $0,87 \pm 0,29$ and at 20% was $0,61 \pm 0,21$; Strehl Ratio was $0,15 \pm 0,05$ and the OSI was $1,50 \pm 0,96$.

CONCLUSIONS: The implantation of AMO's monofocal or toric IOL, in patients without ocular pathologies, produces the same visual and optical quality.

1. INTRODUCCIÓN

1.1 CATARATA

Catarata, del árabe *nusul-el-ma*, se define como cualquier opacidad o pérdida de transparencia del cristalino.^{1,2} Es sabido que personas mayores de 75 años presentan algún grado de la patología. Por ello, el envejecimiento es la causa más frecuente. Sin embargo, otros factores predisponentes son la genética, la radiación ultravioleta (principalmente UV-B), los traumatismos, las alteraciones metabólicas (Diabetes Mellitus), algunas patologías oculares y sistémicas, los tóxicos tanto fármacos (corticoides, mióticos) como sustancias químicas, y los hábitos como el tabaquismo.^{1,3}

Su clasificación puede atender a la edad de presentación, al estado evolutivo o a la morfología de la catarata, es decir, a la localización de la zona opacificada: nuclear, cortical o subcapsular. Una de las clasificaciones más empleadas en la práctica clínica es el sistema LOCS III que combina el grado de opacidad de la catarata y la localización de la misma (**Fig. 1**).⁴ Dependiendo del tipo de catarata, el paciente presentará diferencias en la sintomatología, siendo habitual visión borrosa, pérdida de contraste, dificultad con el deslumbramiento, visión de halos, y en estados muy avanzados diplopía o ceguera.^{3, 5}

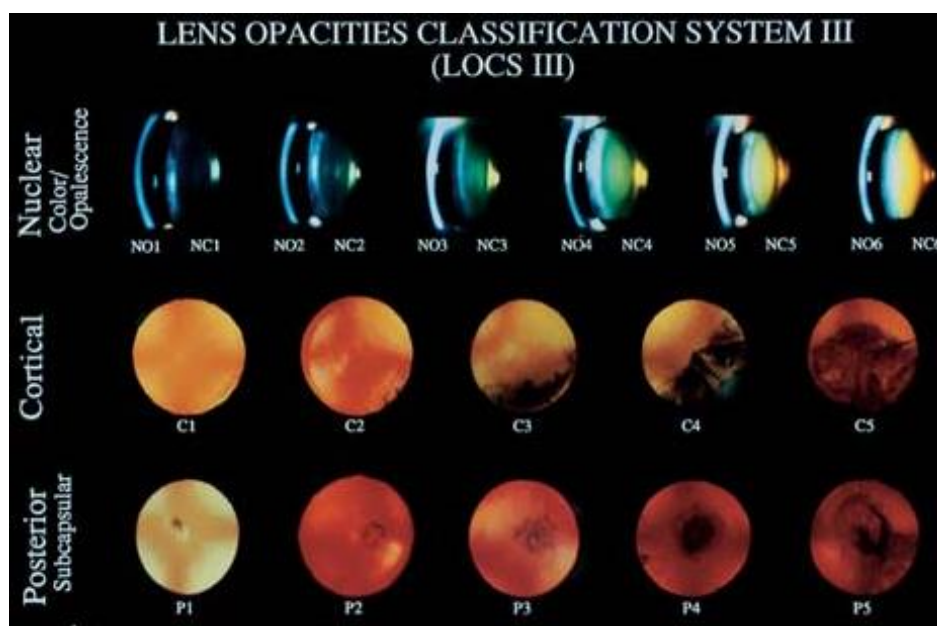


Fig 1. Clasificación de cataratas: sistema LOCS III. ⁴

Es la principal causa de ceguera en el mundo estimándose entorno a 12,60 millones de personas (34,47%); y es la segunda causa, detrás de los errores refractivos no corregidos, de discapacidad visual moderada-severa. Su prevalencia además es distinta dependiendo de la región, así, en Europa del Este sólo representa un 15,88%.^{1,6} Se trata entonces de una discapacidad visual evitable, pudiendo prevenirse disminuyendo los factores de riesgo o tratándose mediante intervención quirúrgica. En cuanto al coste de la operación en el 2015 era un 34,45% más económica que en el año 2000 y un 85% en comparación con 1985.^{3, 7}

1.1.1 CIRUGÍA DE CATARATA

Hallazgos históricos sitúan desde hace más de 4000 años la aplicación de técnicas para intentar tratar la catarata.²

El primer procedimiento descrito es por abatimiento, en la India del 600 a.C. Consistía en entrar por el limbo inferior con una lanceta para posteriormente introducir una espátula y abatir del cristalino, cayendo este a la cavidad del vítreo. Se continuó empleando hasta el siglo XVIII a pesar de ser peligrosa y tener múltiples complicaciones con resultados insatisfactorios.²

La evolución ha sido guiada hacia métodos más seguros, efectivos y a la reducción del tamaño de la incisión. Es uno de los procedimientos quirúrgicos más frecuentes y rentables en la medicina, derivando en la actualidad a tres técnicas:^{3,5}

➤ EXTRACCIÓN EXTRACAPSULAR DE CRISTALINO (EECC).

Fue ejecutada por primera vez en 1747 por Jacques Daviel. Es considerado el primer avance significativo en la cirugía de la catarata. Sin embargo, no se impuso hasta el siglo XX. Actualmente es una técnica limitada a países donde no puede realizarse una facoemulsificación o por requerimiento quirúrgico en cataratas muy duras. El procedimiento consiste en efectuar una incisión grande (unos 120°). Se utilizan materiales viscoelásticos y se realiza la capsulotomía anterior. Luego, se produce la hidrodisección, se extrae el núcleo y limpia el córtex para implantar una LIO. La sutura es corneo-escleral y conjuntival.^{3,8}

➤ EXTRACCIÓN INTRACAPSULAR DE CRISTALINO (EICC).

Fue propuesta por George Joseph Beer en la segunda mitad del siglo XIX. Se practicaba hasta hace 40 años, sin embargo, ahora está en desuso quedándose relegada a condiciones excepcionales, dejando un error refractivo de +10 - +12D. La incisión practicada es muy grande puesto que debe pasar todo el cristalino. Para ello hay una rotura zonular, para después con un fórceps, ventosa o crioextracción sacar el cristalino. Finalmente, se realiza una iridectomía periférica.^{8,9}

➤ FACOEMULSIFICACIÓN.

Se le atribuye la invención a Charles Kelman en 1967. Es el gold standard de las cirugías de extracción de catarata junto la implantación de la LIO. Entre sus ventajas se encuentran tanto la reducción de las complicaciones intraoperatorias como el del tiempo quirúrgico, además de una recuperación visual rápida.^{3,8}

La técnica utilizada implica dos incisiones. Una incisión auxiliar-vía de servicio con el fin de introducir un segundo instrumento; y una incisión principal valvulada < 3mm, en córnea a 1-2 mm del limbo para no requerir de suturas después y no inducir astigmatismo. Se realiza una capsulorrexis que debe ser circular y continua. El siguiente paso es la hidrodisección, que permite la manipulación del núcleo dentro del saco permitiendo rotar por completo el núcleo/córtex, para ello se inyecta BSS bajo la cápsula anterior. La separación del núcleo duro del epinúcleo y el córtex se conoce como hidrodelaminación.¹⁰

El siguiente paso es la facoemulsificación. La generación de energía en un principio electromagnética mediante un transductor piezoeléctrico se transforma en ultrasónica de 28000 a 40000Hz. La energía se transmite a la punta del faco siendo oscilación longitudinal. También se debe tener en cuenta el sistema de fluidos en el cual hay un alinea de irrigación (BSS) y una la línea de aspiración (BSS, humor acuoso y cristalino). Un equilibrio inadecuado de fluidos provoca inestabilidad, colapso y bamboleo. A pesar de existir diversas técnicas para conseguirlo, en general, primero se talla el núcleo para fracturar el anillo y la placa posterior del núcleo. Se rota para generar más fracturas y se extraen las secciones del núcleo (emulsificación). Se aspiran los restos corticales y se pule la capsula. Después se introduce la LIO plegada con pinzas o precargadas. Se aspira el viscoelástico para evitar un aumento de la PIO y la rotación de la lente. Finalmente se cierran las incisiones por hidrosutura o mediante Nylon 10/0, además de instilar cefuroxina intracamerular 0,1 ml. ^{9,10}

1.2 LENTE INTRAOCULAR

Antes del desarrollo de las lentes intraoculares (LIO) se compensaba el error refractivo tras la extracción del cristalino con el uso de gafas. Sin embargo, al tratarse de potencias altas acarreaban problemas relacionados con la comodidad por el peso, y en calidad visual por los efectos prismáticos creados al mirar en posiciones secundarias de mirada. ^{2,3} Se buscó una solución y surgieron las LIOs: lentes sintéticas de materiales biocompatibles que se implantan dentro del ojo. Se denominan fáquicas cuando se colocan sin quitar el cristalino, y afáquicas cuando lo sustituyen. Se diferencian en la lente dos zonas: zona óptica y hápticos. (Fig. 2)

La zona óptica es la zona central. Proporciona la potencia a la LIO, pueden ser meniscos, plano-convexos o biconvexos, siendo las últimas las más empleadas. El diámetro suele comprenderse entre 5-7 mm. Los hápticos están alrededor de la zona óptica. Sirven para mantener y dar estabilidad a la lente. La forma de éstos dependerá de su lugar de inserción y los materiales empleados pueden ser PMMA, PVDF o poliamidas. ¹¹

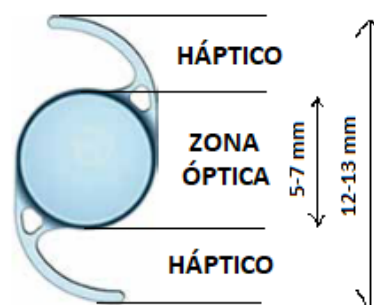


Fig. 2. Esquema de LIO.

En la **Tabla 1**, se muestran los materiales para las LIO más utilizados y su descripción. ^{12, 13}

Las LIOs plegables acrílicas hidrofílicas son las más utilizadas en Europa. Se trata de un material con buena biocompatibilidad y con bajo riesgo de fotopsias para el paciente. De cara al manejo quirúrgico son compresibles y plegables, siendo necesaria una incisión menor a 2 mm para poder insertarla, además de tener una superficie que tolera bien la aplicación del láser Nd:YAG en el tratamiento de la OCP y una baja adhesión al aceite de silicona (tratamientos de polo posterior).¹¹

Los diseños pueden clasificarse en monofocales y tóricos (esféricos y esféricas), y multifocales. A continuación, se explican las LIO monofocales y tóricas.

	PMMA	Silicona	Acrílico hidrofóbico plegable	Acrílico hidrofílico plegable	Collamer
Índice LIO	1,49	1,41 – 1,46	1,44 – 1,55	1,43 (típico)	1,442
Estructura material	Polimetil metacrilato	Polímeros de silicona	Copolímeros de acrilato y metacrilato	Phema y monómero acrílico hidrofílico	Colágeno y polímero
Ángulo de contacto (agua)	70° - 75,5°	99° - 122°	73°	< 69°	77,7°**
Diámetro	5,0-7,0	5,5-6,5	5,5-7,0	5,5-7,0	6,0

** : Valor experimental obtenido con la LIO 728C de Staar.¹³

Tabla 1. Materiales habituales en LIO.

1.2.1 LENTE INTRAOCULAR MONOFOCAL

La LIO monofocal es la solución más frecuente para la corrección del defecto refractivo. Con este tipo de LIO, los rayos que entran al sistema ocular convergen en un único punto de la retina. Normalmente, se realiza la corrección para visión lejana y se informa de la necesidad de llevar corrección óptica para otras distancias.^{3, 12}

Como se ha indicado en el apartado anterior, los diseños se pueden diferenciar en esféricos y esféricos, estos últimos referidos a la compensación de la aberración esférica (AE).^{11, 12}

Desde el punto de vista óptico, la AE, es un efecto que se basa en la distinta focalización de los rayos que inciden por el centro de un sistema esférico, de aquellos que lo hacen por la periferia; teniendo una fuerte dependencia con la apertura del sistema. Si fijamos como plano paraxial de referencia la retina, se considera AE positiva, cuando los rayos periféricos focalizan detrás de la retina; si focalizan antes será una AE negativa.¹¹

La media de la AE aportada por la córnea es de +0,30 μm en una zona óptica de 6 mm. Hasta la edad adulta la AE corneal se corrige por la AE negativa del cristalino. Sin embargo, conforme aumenta la edad y cambia la morfología del cristalino, el total es una AE positiva.¹¹

Las LIOs esféricas intentan dar solución a la AE para aumentar la calidad visual. En la Fig. 3 se muestra desde la óptica el comportamiento del sistema dependiendo de la LIO implantada.

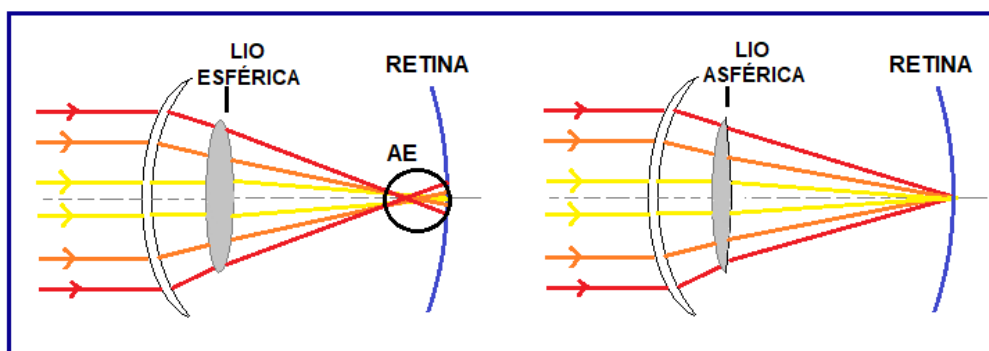


Fig. 3. Representación del comportamiento del sistema ocular con LIO esférica y LIO esférica.

Se pueden clasificar las LIO esféricas según la AE total que se pretende corregir: ^{11, 12, 14}

- Corrección total de la AE corneal y la AE inducida por la LIO ($AE_{LIO} \approx -0,30 \mu m$). En su geometría, poseen una superficie hiperprolata.
- Corrección de la AE inducida por la LIO, correspondiéndose la AE total a la corneal: LIO de aberración neutra ($AE_{LIO} = 0 \mu m$). Una de las superficies es prolata.
- Corrección parcial de la AE corneal sin que la AE total sea cero ($0 \mu m > AE_{LIO} > -0,30 \mu m$), es decir, un punto medio entre las otras correcciones mencionadas.

De forma objetiva se puede medir la calidad óptica de un sistema mediante la Función de Dispersión del punto (PSF) y la Función de Transferencia de Modulación (MTF). La PSF representa la distribución de intensidad de luz en la imagen de un punto; la razón entre el valor máximo de la PSF-aberrada y el valor máximo de la PSF-limitada por difracción, recibe el nombre de razón de Strehl. La MTF en cambio representa la pérdida de contraste en función de la frecuencia espacial. Al comparar estos parámetros en las LIOs esféricas frente a las esféricas, se obtienen mejores valores en LIOs esféricas.¹¹ Además, se encuentra una mayor sensibilidad al contraste y disminución a los halos y al deslumbramiento, mejorando así actividades como la conducción nocturna.^{11,12} Como desventajas de la lente esférica: en caso de corrección total de la AE, se pierde la profundidad de foco; la efectividad queda comprometida si el astigmatismo corneal $> 1D$ ¹² y también en caso de inclinaciones o descentramiento de la LIO, siendo más acusado el efecto conforme mayor asfericidad posee la lente.¹¹ Los límites de tolerancia según estudios se sitúan entre 7° - 10° para la inclinación y entre $0,4^{\circ}$ - $0,7^{\circ}$ en cuanto al descentramiento.^{11,14} El estar dentro de los límites de tolerancia en LIO implica que se corrige la AE, no obstante, aumentan otras aberraciones como el coma (en el preoperatorio insignificantes) que dan explicación a resultados insatisfactorios de calidad visual.^{11,12,16} Por el contrario, las LIOs esféricas son más tolerables a los errores de posicionamiento.^{11, 15, 16}

1.2.2 LENTE INTRAOCULAR TÓRICA

Las LIOs tóricas se emplean para la corrección del astigmatismo regular corneal de entre 1-10 D dependiendo de la casa comercial. En el estudio de Razmjoo H, et al.¹⁷ se encontró una mejor corrección en ast. menores a 3,50 D. La toricidad en la LIO puede ser incorporada en una de las superficies o repartida entre ambas. ¹¹

El astigmatismo se caracteriza porque la imagen de un punto son dos segmentos de recta (focales de Sturm), debido a la variación de potencias que presentan los meridianos principales de la córnea, es decir, aquellos meridianos con potencia máxima y mínima. Entre las dos focales de Sturm se encuentra el círculo de mínima confusión, el cual es un corte circular donde se localiza la mejor imagen. (Fig. 4).

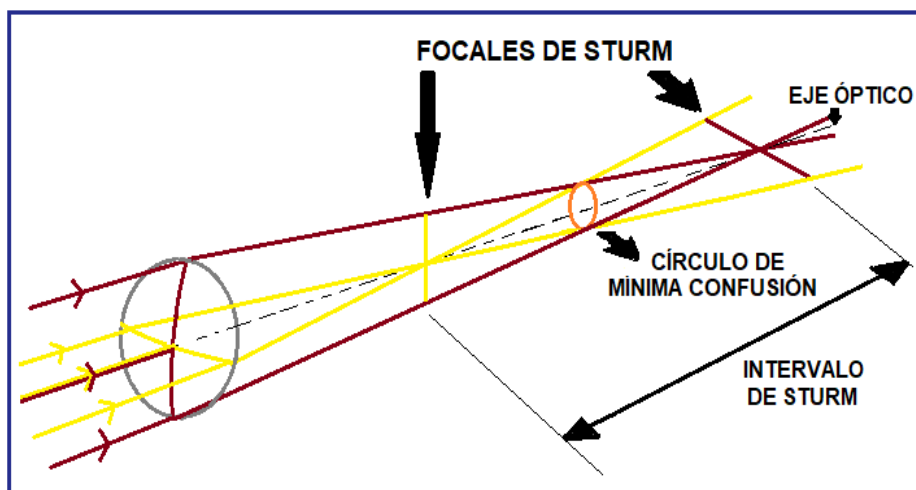


Fig. 4. Representación simplificada de un sistema astigmático.

La clasificación del astigmatismo se puede realizar atendiendo al error refractivo. Si una de las focales coincide con la posición de la retina se trata de un astigmatismo simple; siendo miópico si la focal restante está por delante de la retina, e hipermetrópico si está por detrás. En el caso de encontrar las dos focales por delante de la retina o las dos por detrás, se denomina astigmatismo compuesto miópico o hipermetrópico respectivamente. Por último, si ninguna de las focales coincide con la retina ubicándose cada una a un lado de la misma, será un astigmatismo mixto.

Otra clasificación es según los meridianos principales. Si guardan una relación de perpendicularidad entre sí se habla de astigmatismo regular; y si no, se denomina astigmatismo irregular. A continuación, se describen los astigmatismos regulares según el meridiano. Se debe tener en cuenta que la posición de las focales (eje) será perpendicular al meridiano citado. (**Fig.5**).

- Ast. a favor de la regla (WTR): el meridiano más curvo se sitúa en $90^\circ \pm 20^\circ$.
- Ast. en contra de la regla (ATR): el meridiano más curvo se sitúa en el intervalo de 0° a 20° ó 160° a 180° .
- Ast. oblicuo (OA): el meridiano más curvo se encuentra en $45^\circ \pm 20^\circ$ ó $135^\circ \pm 20^\circ$.

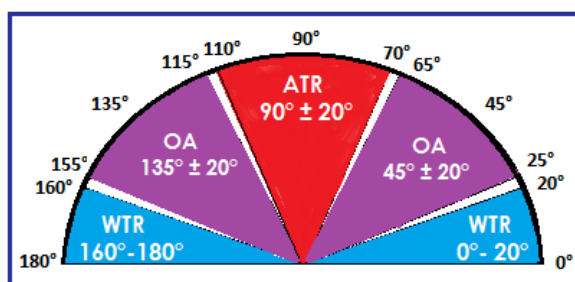


Fig. 5. Representación del astigmatismo regular según la orientación de las focales.

La epidemiología del astigmatismo varía por raza o etnia en la población. En la **Fig. 6**, se muestra la relación que existe con el astigmatismo total ocular. El astigmatismo corneal es el presentado en la cara anterior de la córnea. Mientras que en el astigmatismo interno se incluye la cara posterior corneal, cuyo valor se mantiene casi constante en los ojos normales; y el inducido por el cristalino que se suele considerar insignificante.¹⁸

$$\text{Ast. total} = \text{Ast. corneal} + \text{Ast. interno}$$

Fig. 6. Relación entre astigmatismos.

Se suele considerar como astigmatismo corneal posterior significativo $0,36 \pm 0,19D$.¹⁹ En diversos estudios con pacientes de preoperatorio de catarata prevalece el ATR, en torno al 60%; también se calculó el valor del astigmatismo de la cara posterior corneal dentro del rango de $-0,26D$ a $-0,78D$ siendo ATR.²⁰⁻²² Por ello, la recomendación es hipocorregir $0,50D$ en ojos con astigmatismo corneal anterior WTR e hipercorregir $0,20 D$ en aquellos que lo presenten ATR.²¹

La implantación de la LIO tórica es análoga a la LIO monofocal, pero con la adición del marcaje y el posicionamiento del eje de la LIO. El resultado es predecible si se conoce el astigmatismo inducido en la cirugía (SIA) y además es una técnica reversible. El éxito de la corrección del astigmatismo reside en un correcto cálculo y marcado preoperatorio, en la alineación intraoperatoria y la rotación postoperatoria.^{18, 23, 24}

Existen distintos sistemas de marcado en el preoperatorio, yendo desde la marcación manual hasta la guiada por imágenes. La marcación manual con ayuda de la lámpara de hendidura es el método más empleado.²⁵ El paciente se debe colocar sentado con la cabeza recta y mirando a un punto lejano, con ello se consigue evitar el error por ciclorsión en posición decúbito supino. El haz proyectado sirve de referencia para realizar las marcas en el limbo con un rotulador en el meridiano de 0° y 180° ; ^{24, 25} según Lin, et al.²³ el desalineamiento promedio con esta técnica es de $3,4^\circ \pm 2,2^\circ$. Como observación, se debe tener en cuenta el diámetro de la córnea del paciente, ya que un menor diámetro se relaciona con un cambio mayor en el eje corneal correlativo, según Aytogan H.²³ implicando por cada 2 mm de localización una variación de $3,1^\circ$ en el eje pronosticado. Al utilizar un rotulador, uno de los riesgos es la dispersión de tinta que puede provocar que se distingan peor las marcas o su desaparición durante la cirugía (30% de los pacientes). Por ello, el cirujano confirma el eje de implantación en el intraoperatorio, siendo común emplear el medidor de Méndez (**Fig. 7**), con una escala de 0° a 180° en intervalos de 10° .²⁵ Se estima que el sumatorio de los posibles errores del intraoperatorio es de $4,9^\circ$ ²³

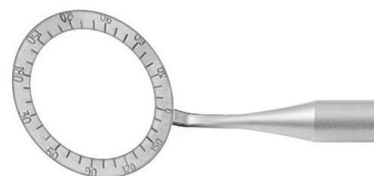


Fig. 7. Medidor de Méndez.

Aun habiéndose realizado todo el procedimiento correctamente hasta el intraoperatorio, se pueden producir rotaciones, apareciendo por lo general en el postoperatorio temprano. Algunas de las causas observadas es la diferencia de tamaño LIO- saco capsular, la compresión de los hápticos, restos de viscoelásticos o inestabilidad de la LIO. Esta última depende del material de la LIO, rotando menos las lente acrílicas frente a las de silicona; y del diseño de los hápticos siendo más estable con hápticos simétricos (surco-surco). Es muy importante la rotación ya que la desalineación de 1° supone una pérdida del 3,3% en la potencia cilíndrica.^{17,23} Así con una rotación de 30° se perdería por completo la corrección del astigmatismo e incluso se podría inducir un astigmatismo nuevo. El desalineamiento residual provocará una disminución de la calidad visual, viéndose afectada la MTF con sólo 5° de rotación o inclinación y un descentramiento mayor a 1 mm. En la actualidad aproximadamente un 10% de los pacientes sin incidencias en el preoperatorio sufren una inclinación mayor de 5° y una descentralización mayor a 0,5 mm.^{17,18, 23-26}

2. JUSTIFICACIÓN DEL TEMA

La calidad visual ocular depende tanto de factores ópticos como de factores neuronales. Entre los factores ópticos se consideran principalmente la difracción, la dispersión (scattering) y la aberración óptica como causas de degradación de la imagen retiniana.²⁷

La introducción de una LIO supone una modificación en el sistema ocular con la que se pretende una mejora de la calidad visual. Aun habiéndose realizado un correcto procedimiento quirúrgico hay factores inherentes a la LIO implantada por el material de fabricación y el diseño de la misma. A continuación se describen los objetivos:

- **Objetivo principal:** Evaluar la calidad visual de los pacientes implantados con LIO tórica y LIO monofocal de AMO de forma subjetiva mediante la AV y la sensibilidad al contraste con diferentes iluminaciones, para recrear así condiciones ambientales a las que se enfrentará el paciente en su vida cotidiana.
- **Objetivo secundario:** Determinar de forma objetiva el índice de calidad visual por medio de AV simuladas, el Strehl ratio y el índice de dispersión ocular (OSI).

3. METODOLOGÍA

Los pacientes han sido seleccionados por el área de oftalmología del Hospital Nuestra Señora de Gracia (Zaragoza, España), en el cual se les interviene quirúrgicamente por cataratas y por lo general se desarrollan controles a los 7, 30 y 90 días tras la cirugía. Se seleccionaron un total de 53 ojos siguiendo los siguientes criterios:

3.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN

Criterios de inclusión

- Pacientes mayores de edad intervenidos de catarata con implantación de LIO tórica o LIO monofocal de AMO en el Hospital Nuestra Señora de Gracia, que presentasen una AV $\geq 0,8$ Snellen en el postoperatorio con la mejor corrección óptica.
- Pacientes con LIO monofocal de AMO que presentan un astigmatismo corneal $< 1,5$ D en el preoperatorio.
- Pacientes cuya disminución de AV previa a la intervención era justificable a la presencia de catarata.
- Pacientes sin complicaciones durante la intervención quirúrgica.

Criterios de exclusión

- Pacientes mayores de edad intervenidos de catarata con implantación de LIO tórica o monofocal en el hospital Nuestra Señora de Gracia, que presentaban una AV $< 0,8$ Snellen con la mejor corrección óptica.
- Pacientes con LIO monofocal de AMO que presentan un astigmatismo corneal $> 1,5$ D en el preoperatorio.
- Pacientes con complicaciones intra o postoperatorias.

- Pacientes con patologías oftalmológicas previas que pudieran afectar a la AV post quirúrgica: alteraciones corneales, alteraciones de los anejos oculares, glaucoma, retinopatías, neuropatías ópticas o afectación del globo ocular.
- Pacientes sometidos a intervenciones oculares: vitrectomía, LASIK, PRK, etc.
- Pacientes con diferencia del eje del astigmatismo corneal $> 10^\circ$ o $> 0,50$ D, entre las mediciones del IOL Master y el Pentacam.
- Pacientes con astigmatismos irregulares.

3.2 PREOPERATORIO

Antes de la cirugía, se cita al paciente para elaborar un examen oftalmológico. Este consta de la refracción; toma de AV; exploración con lámpara de hendidura para evaluar la salud del segmento ocular anterior, teniendo en cuenta el uso de lentes auxiliares para ver otras estructuras como el ángulo camerular o la retina; tonometría de no contacto; y microscopía especular para un análisis morfométrico del endotelio, siendo el objetivo el evaluar el riesgo de una descompensación corneal.^{28, 29}

También se realizan pruebas biométricas de cara a la elección de la LIO y abordaje de la cirugía más adecuados:

- Autoqueratorefractómetro: mediante la proyección de un anillo de luz infrarroja en la córnea o en la retina, con la posterior recogida y análisis del reflejo del anillo; mide el radio de curvatura, la potencia refractiva y la potencia y eje astigmático de la córnea. También proporciona la esfera, el cilindro y el eje de la corrección objetiva del paciente. Es recomendable comparar la orientación de los meridianos con otros instrumentos que además informen acerca de la regularidad del astigmatismo para una corrección efectiva del mismo en el caso de implantar un LIO tórica, por ello se les realiza una topografía.³⁰
- Topografía corneal Pentacam de Oculus: proporciona un estudio tridimensional del segmento anterior capturando de 25 a 50 imágenes mediante la proyección de anillos de plácido y la tecnología Scheimpflug con dos cámaras, una rotatoria y otra estática.³¹ Proporciona mapas corneales (mapas de curvatura, refracción, elevación y paquimetría); calcula los valores de queratometría (K) simulada utilizando de índice de refracción único de 1,3375 en un anillo de 15° centrado en el ápex corneal y determinada el poder refractivo total en 4 mm centrales. Además calcula el astigmatismo total corneal teniendo en cuenta el frente de onda, así como la irregularidad corneal en 4 mm, registrando el resultado en dioptrías y micras respectivamente. Se considera como astigmatismo irregular significativo un valor mayor a $0,5 \mu\text{m}$ y en cuanto al eje, una variación de máximo 10° en comparación con otros aparatos.^{32, 33}
- Biometría Carl Zeiss IOLMaster 700: no sólo proporciona parámetros oculares, sino que permite cerciorarse de la geometría del ojo, detectando así posibles inclinaciones o descentramientos del cristalino, y visualizar el eje en el que se llevan a cabo las mediciones.^{34, 35} Además, se ha comprobado su validez en cataratas moderadas y severas.^{35, 36}

Utiliza la interferometría de coherencia parcial (PCI) Swept Source OCT (SS-OCT) empleando un láser de longitud de onda variable con distintos enfoques para adquirir imágenes dibimensionales (B-scans). Por esta tecnología se calcula el valor del espesor central corneal, la profundidad de cámara anterior, el espesor del cristalino y la longitud axial (LA). Otros parámetros como la distancia blanco-blanco y la K se calculan por métodos diferentes, siendo el índice de refracción utilizado para el cálculo de la potencia de K de 1,3375. Por último, mediante un software se selecciona la fórmula de cálculo a emplear que calcula la potencia de la LIO y el equivalente esférico (EE) estimado del paciente.³⁴⁻³⁸

Para el cálculo de la potencia de la LIO monofocal se utiliza la fórmula SRK-T, la cual ha demostrado un buen comportamiento en ojos con LA > 26 mm, además de LA normales de 22 a 24,4 mm comparada con otras fórmulas de tercera generación.³⁹ Para el cálculo de la posición efectiva de la lente, es decir, la distancia desde la superficie anterior de la córnea al plano de la lente (considerando lente delgada), usa la LA, las K y una constante A.⁴⁰ Dicha constante caracteriza la posición de los planos y puntos principales de la LIO, y suele estar comprendida entre 117 y 120.¹⁰

Para la potencia de LIO tórica se utiliza el calculador online Tecnis Toric Aspheric IOL de Johnson & Johnson. Consta de 5 apartados: uno dedicado a los datos del paciente, como la selección del ojo (derecho o izquierdo), la edad y las unidades de los parámetros; otro dedicado a la K, en el que además se puede indicar el astigmatismo inducido quirúrgicamente (SIA), la localización de la incisión de entrada y permite la opción de incluir el astigmatismo posterior basándose en un algoritmo; la biometría; el cálculo preferencial en el que se introduce el equivalente esférico (en este caso calculado mediante la SRK-T), el índice de K empleado y el convenio del signo del cilindro refractivo; por último un apartado de resultados finales, calculados empleando la fórmula Holladay I con el ajuste modificado de Wang-Koch, en la que aparecen los detalles de la LIO a implantar (modelo y orientación) y el astigmatismo residual esperado (cilindro y eje).⁴¹

3.3 INTRAOPERATORIO

El procedimiento quirúrgico es la facoemulsificación con implante de la LIO. En el caso de ser una LIO tórica se añaden los pasos de marcaje y orientación descritos con anterioridad.

Las LIOs implantadas son de la casa comercial AMO (Abbott Medical Optics), tanto las monofocales (ZCB00) como las tóricas (ZCT225, ZCT300, ZCT375, ZCT450). Se trata de lentes monobloques acrílicas hidrofóbicas con protección UV de índice de refracción de 1,47 con superficie anterior asférica y constante A de 119,3 para el cálculo de la fórmula SRK/T en biómetros ópticos. La geometría es asférica biconvexa con un diámetro de zona óptica de 6 mm y un diámetro total de 13 mm, con rangos de fabricación de +5,00 D a 34,00 D en pasos de 0,50 D. A continuación se describen diferencias entre LIOs:^{42, 43}

- ZCB00: LIO monofocal de cara anterior asférica con diseño de hápticos tipo C.
- ZCT225, ZCT300, ZCT375, ZCT450: LIO tórica con cara anterior tórica asférica y diseño de hápticos Tri-Fix, C modificados. Además posee marcas en la superficie anterior que

indican el meridiano de menor potencia. En la **Tabla 2** se detallan las potencias cilíndricas.

Potencia cilíndrica	ZCT225	ZCT300	ZCT375	ZCT450
Plano LIO	2,25 D	3,00 D	3,75 D	4,50 D
Plano corneal	1,54 D	2,06 D	2,57 D	3,08 D

Tabla 2. Potencia cilíndrica de las LIOs tóricas.⁴³

3.4 POSTOPERATORIO

En el caso de las LIO tóricas, si en la revisión semanal se encuentra rotación, se plantea una nueva intervención.

En la revisión del mes tras la cirugía de cataratas, a aquellos pacientes que cumplían criterios de inclusión, con la mejor corrección óptica de forma monocular, se les realiza una serie de pruebas objetivas y subjetivas con el fin de cuantificar su calidad visual.

Las pruebas subjetivas elegidas son la toma de la AV y la sensibilidad al contraste mediante el optotipo ETDRS y el CSV-1000 respectivamente.

- El optotipo **Early Treatment Diabetic Retinopathy Study (ETDRS)** emplea una escala logarítmica para la medida de la AV. Se caracteriza por tener el mismo número de letras por línea, significando el cambiar de línea una diferencia de 0,1 unidades logarítmicas; tener el espaciado entre las letras de una línea igual al tamaño de la letra de la línea superior; y ser el valor de las letras 0,02 unidades logarítmicas. La prueba en este estudio se realiza a 4 metros de distancia con una versión retroiluminada del optotipo, pudiendo medir AV del rango de 0,1 a 2.⁴⁴

Se toman la AVs en:

- Condiciones ambientales fotópicas y retroiluminación del optotipo de 85 cd/m².
- Condiciones ambientales mesópica alta y retroiluminación del optotipo de 3 cd/m² empleando un filtro mesópico en la cabina retroiluminada. (**Fig. 8**)



Fig. 8. Optotipo ETDRS. Recreación de iluminación 85 cd/m² (mitad izquierda) y de 3 cd/m² (mitad derecha).

- El **CSV-1000** utiliza 4 filas de rejillas (A, B, C y D) con frecuencias espaciales de 3, 6, 12 y 18 ciclos/grados (cpg) cada una con 8 columnas de sensibilidad al contraste creciente además de una rejilla control (Fig. 9). La persona debe elegir en cada columna en qué posición ve la red sinusoidal.⁴⁵ El test se realiza a una distancia de 2,5 metros en:

- Condiciones ambientales fotópicas e iluminación del optotipo de 85 cd/m².
- Condiciones ambientales mesópica baja y filtro mesópico puesto en la gafa de prueba.

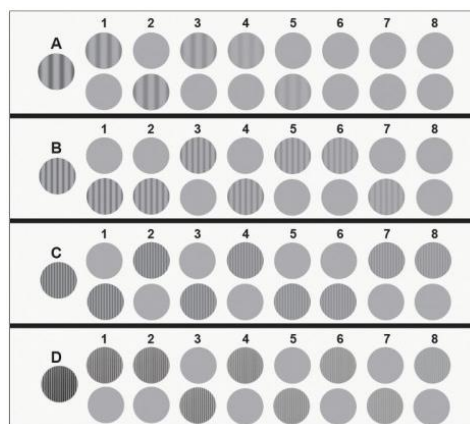


Fig. 9. Test CSV-1000.

En la **Tabla 3** se muestran los valores del CSV-1000 en función de la fila y la columna en unidades logarítmicas. Si no es reconocida la rejilla control de la fila, por recomendación del fabricante de cara al análisis estadístico la medición toma el valor de 0,4 para A; 0,61 para B; 0,31 para C y de 0,01 para D.⁴⁶

Fila (cpg)	0	1	2	3	4	5	6	7	8
A (3,00)	0,70	1,00	1,17	1,34	1,49	1,63	1,78	1,93	2,08
B (6,00)	0,91	1,21	1,38	1,55	1,70	1,84	1,99	2,14	2,29
C (12,00)	0,61	0,91	1,08	1,25	1,40	1,54	1,69	1,84	1,99
D (18,00)	0,17	0,47	0,64	0,81	0,96	1,10	1,25	1,40	1,55

Tabla 3. Valores del test CSV-1000 expresados en unidades logarítmicas.⁴⁶

Para la medición de forma objetiva se emplea como método el **Optical Quality Analysis System (OQAS, Visiometrics, España)**. Se basa en el principio de doble paso asimétrico utilizando un láser infrarrojo de 780 nm. Permite la corrección de defectos refractivos esféricos gracias a que incorpora un sistema de Badal; y de defectos cilíndricos de hasta 0,50D. La pupila de entrada del sistema es de 2 mm y la pupila de salida se fija en 4 mm.⁴⁷ Los programas utilizados son Scatter Meter y Optical Quality. Las condiciones ambientales en el momento de la prueba son escotópicas, registrando los siguientes datos (Fig. 10):

- Objective Scatter Index (OSI): sólo disponible en Scatter Meter. Estima el comportamiento de la difusión intraocular (Scattering) calculando la diferencia entre la cantidad de energía dentro de un área circular de 1 minuto de arco cerca del pico central y de un área comprendida entre 12 y 20 minutos de arco.
- AV simulada 100% y 20% (AV 100% y AV 20%): tanto en Scatter Meter como en Optical Quality. Se origina a partir de la MTF, calculándose la AV para objetos de 100% y 20% de contraste. Sólo comprende las limitaciones ópticas del sistema ocular, sin tener en cuenta el procesamiento de la imagen una vez llega a la retina del sujeto.
- Strehl Ratio: se calcula como la relación entre el área bajo la MTF del ojo real y el área de la MTF si fuese un ojo ideal libre de aberraciones únicamente influido por el fenómeno de difracción.⁴⁸

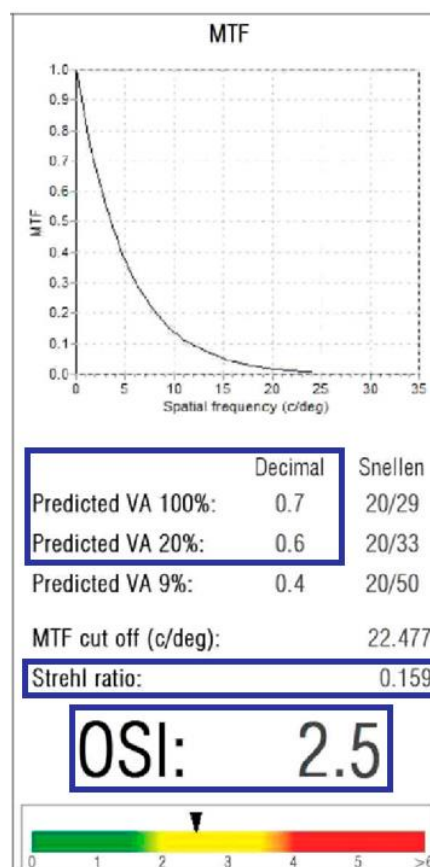


Fig. 10. Ejemplo de resultados del programa Scatter Meter de OQAS.

3.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los resultados obtenidos de las pruebas se recogen en una hoja de cálculo de Excel (Microsoft para Office 365 MSO). Luego se analizan los valores con el paquete estadístico IBM SPSS Statistics versión 20.0 (SPSS Inc, Chicago, IL).

El análisis estadístico descriptivo viene determinado por la media y la desviación estándar (DE). Respecto a la estadística inferencial, se aplican los test no paramétricos de U de Mann-Whitney para muestras independientes; y la prueba de rangos con signo de Wilcoxon para las muestras relacionadas. En ambas pruebas se trabaja con medianas, ignorando los valores extremos, y se toma como nivel de significancia un p-valor (p) del 5%, es decir, $p \leq 0,05$. Por debajo de este valor, las diferencias se consideran estadísticamente significativas.

4. RESULTADOS

La muestra del estudio se forma con 53 globos oculares: 30 de ellos implantados con LIO monofocal conforman el grupo control y los 23 restantes implantados con LIO tórica caracterizan el grupo tórico. Se constituye el grupo control con 12 hombres y 18 mujeres, de edad media $70,20 \pm 10,27$ años, habiendo 14 ojos derechos y 16 izquierdos. Con respecto al grupo tórico lo integran 4 hombres y 16 mujeres, de edad media $67,48 \pm 8,54$ años, siendo 13 ojos derechos y 10 izquierdos presentando un astigmatismo corneal medio de $2,54 \pm 0,51$ D.

En la **Tabla 4** se recogen la edad del paciente y la refracción subjetiva postoperatoria con su equivalente esférico; se debe tener en cuenta que con dicha refracción cumplen el criterio de inclusión $AV \geq 0,8$ y será la empleada en las distintas pruebas hechas al paciente. La descripción de los valores viene dada por la media y su desviación estándar, además del p valor para la

comparativa entre el grupo control y el tórico en busca de diferencias significativas ($p < 0,05$) con el test de U de Mann-Whitney. Así, la potencia de la LIO implantada es mayor en el grupo control $22,75 \pm 2,89D$ frente a $22,33 \pm 4,34 D$ del grupo tórico, mientras que la refracción subjetiva es mayor en este último grupo siendo el equivalente esférico de $-0,24 \pm 0,30 D$ en comparación con $-0,19 \pm 0,52 D$ del grupo control; no obstante no se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.

		Muestra total (n=53)	Grupo control (n= 30)	Grupo tórico (n=23)	
		Media \pm DE	Media \pm DE	Media \pm DE	P
Edad (años)		69,02 \pm 9,57	70,20 \pm 10,27	67,48 \pm 8,54	0,494
Potencia LIO implantada (D)		22,57 \pm 3,52	22,75 \pm 2,89	22,33 \pm 4,34	0,640
Refracción subjetiva (D)	Esfera	0,05 \pm 0,44	0,03 \pm 0,53	0,06 \pm 0,28	0,606
	Cilindro	-0,51 \pm 0,38	-0,45 \pm 0,43	-0,60 \pm 0,30	0,178
	Equivalente esférico	-0,21 \pm 0,43	-0,19 \pm 0,52	-0,24 \pm 0,30	0,356

Tabla 4. Características clínicas de la muestra indicando la media y desviación estándar (DE), además del p en el test de U de Mann-Whitney (p valor $< 0,05$) relacionando el grupo control

A continuación, en la **Tabla 5**, se muestran los resultados de las pruebas realizadas para valorar la calidad visual del paciente, indicándose la media, la DE y el p conseguido en el test de U de Mann-Whitney volviendo a tomarse p valor $< 0,05$. Se observa que no hubo diferencias estadísticamente significativas. Sin embargo, en la sensibilidad al contraste existen valores próximos al nivel de significancia en las frecuencias A y B correspondientes a 3 cpg y 6 cpg (frecuencias bajas), siendo más acusado en iluminación fotópica con $p=0,075$ y $p=0,090$ respectivamente; y en iluminación mesópica baja en la frecuencia A con $p=0,060$; cabe destacar además que la media más alta en estos casos la ostenta el grupo tórico. Por otra parte, la AV dec. alcanza valores mayores en condiciones fotópicas que en mesópicas, y medida de manera subjetiva (ETDRS) frente a objetiva (OQAS). Así en condiciones fotópicas con el ETDRS la AV dec en el grupo control es de $0,99 \pm 0,16$ y en el grupo tórico de $0,96 \pm 0,12$; mientras que con el OQAS empleando el Optycal Quality es de $0,83 \pm 0,38$ y $0,88 \pm 0,34$ y con el Scatter Meter es de $0,853 \pm 0,29$ y $0,89 \pm 0,30$ para el grupo control y el grupo tórico respectivamente. En condiciones mesópicas las AV dec. disminuyen aproximadamente 0,4 en el ETDRS y 0,2 en el OQAS con respecto a las mediciones en iluminación fotópica. En relación al Strehl Ratio proporcionado por el OQAS el valor medio de la muestra para el Optycal Quality es de $0,16 \pm 0,13$ y en el Scatter Meter es $0,15 \pm 0,05$. El OSI tanto para el grupo control como para el tórico se puede clasificar como dispersión ocular leve, puesto que está comprendido entre 0 y 2.

Se analiza también si existen diferencias estadísticamente significativas para las AV dec. simuladas y el Strehl Ratio que proporcionan los dos programas del OQAS (Optycal Quality y Scatter Meter) para un mismo grupo. Mediante la prueba de rangos con signo de Wilcoxon para muestras relacionadas, considerando un p valor $< 0,05$; se concluye que no hay diferencias estadísticamente significativas como se muestra en la **Tabla 6**.

Por último se relacionan en cada grupo las AV subjetivas del ETDRS con las objetivas del OQAS en función de la condición de iluminación. Se considera fotópico el ETDRS bajo dicha iluminación y su equivalente en el OQAS de AV 100%; se hace lo mismo para la condición

mesópica con la salvedad de considerar la AV 20% en el OQAS. Volviendo a tomarse la prueba de rangos con signo de Wilcoxon (p valor $< 0,05$) como se expone en la **Tabla 7**, no se encuentran diferencias estadísticamente significativas en el grupo tórico cuando de compara la AV subjetiva y la objetiva independientemente de las condiciones de luz de la prueba. Sin embargo, esto no ocurre en el grupo control para el cual sí que existen diferencias estadísticamente significativas entre ambos métodos de cuantificación y además varía dependiendo del programa en el OQAS empleado y las condiciones de iluminación. Así, al comparar en condiciones fotópicas con el ETDRS, hubo diferencias estadísticamente significativas con el Optycal Quality ($p=0,004$) y el Scatter Meter ($p=0,002$); así como en condiciones mesópicas con el Optycal Quality ($p=0,039$) mientras que no se encuentran diferencias estadísticamente significativas con el Scatter Meter ($p=0,102$)

			Muestra Total (n=53)	Grupo control (n= 30)	Grupo tórico (n=23)	
			Media \pm DE	Media \pm DE	Media \pm DE	P
ETDRS	Fotópica	Log MAR	0,01 \pm 0,06	0,01 \pm 0,07	0,02 \pm 0,05	0,184
		Decimal	0,98 \pm 0,14	0,99 \pm 0,16	0,96 \pm 0,12	0,184
	Mesópica alta + filtro	Log MAR	0,19 \pm 0,09	0,20 \pm 0,11	0,19 \pm 0,07	0,725
		Decimal	0,65 \pm 0,14	0,65 \pm 0,17	0,64 \pm 0,10	0,732
CSV1000	Fotópica	A: log MAR	1,65 \pm 0,23	1,61 \pm 0,24	1,71 \pm 0,20	0,075
		B: log MAR	1,88 \pm 0,23	1,83 \pm 0,23	1,95 \pm 0,21	0,090
		C: log MAR	1,46 \pm 0,31	1,41 \pm 0,34	1,51 \pm 0,26	0,383
		D: log MAR	1,03 \pm 0,31	0,99 \pm 0,29	1,09 \pm 0,35	0,211
	Mesópica baja + filtro	A: log MAR	1,53 \pm 0,20	1,48 \pm 0,21	1,59 \pm 0,18	0,060
		B: log MAR	1,62 \pm 0,29	1,56 \pm 0,33	1,69 \pm 0,21	0,096
		C: log MAR	1,02 \pm 0,36	1,05 \pm 0,41	0,97 \pm 0,30	0,243
		D: log MAR	0,55 \pm 0,39	0,54 \pm 0,42	0,56 \pm 0,35	0,906
OQAS	Optycal Quality	AV 100%	0,86 \pm 0,36	0,83 \pm 0,38	0,88 \pm 0,34	0,460
		AV 20%	0,59 \pm 0,25	0,57 \pm 0,27	0,60 \pm 0,23	0,377
		Strehl Ratio	0,16 \pm 0,13	0,17 \pm 0,17	0,15 \pm 0,04	0,548
	Scatter Meter	AV 100%	0,87 \pm 0,29	0,853 \pm 0,29	0,89 \pm 0,30	0,601
		AV 20%	0,61 \pm 0,21	0,59 \pm 0,22	0,63 \pm 0,20	0,290
		Strehl Ratio	0,15 \pm 0,05	0,14 \pm 0,04	0,16 \pm 0,05	0,170
		OSI	1,50 \pm 0,96	1,67 \pm 1,14	1,28 \pm 0,59	0,242

Tabla 5. Resultados del ETDRS, CSV-1000 y OQAS representados por la media y desviación estándar (DE), además del p en el test de U de Mann-Whitney (p valor $< 0,05$) relacionando el grupo control y el tórico.

OQAS: Optycal Quality y Scatter Meter						
Grupo control (n=30)				Grupo tórico (n=23)		
	AV 100%	AV 20%	Strehl Ratio	AV 100%	AV 20%	Strehl Ratio
P	0,180	0,327	0,275	0,918	0,399	0,229

Tabla 6. Comparación entre las mediciones del Optycal Quality y el Scatter Meter mediante la prueba de rangos con signo de Wilcoxon (p valor < 0,05) para un mismo grupo.

AV ETDRS y AV OQAS				
Grupo control (n= 30)			Grupo tórico (n=23)	
ETDRS y Optycal Quality	ETDRS y Scatter Meter		ETDRS y Optycal Quality	ETDRS y Scatter Meter
P	P		P	P
Fotópico	0,004	0,002	0,447	0,217
Mesópico	0,039	0,102	0,484	0,808

Tabla 7. Comparación entre la AV del ETDRS y las simuladas por el OQAS mediante la prueba de rangos con signo de Wilcoxon (p valor < 0,05) para un mismo grupo. En naranja se reflejan los resultados estadísticamente significativos.

5. DISCUSIÓN

El sistema visual es un sistema óptico imperfecto. La introducción de una LIO causa una modificación en el sistema visual. Por ello, se investiga sobre el papel de las aberraciones oculares y el cómo influye la LIO para que la modificación producida tenga como beneficio la calidad visual. La evaluación de dicha calidad puede realizarse por métodos objetivos, donde se valora la calidad visual en función del sistema óptico; o por métodos subjetivos, donde además se tiene en cuenta el procesamiento cerebral.

En este estudio se evalúa la calidad visual por ambos métodos. En la LIO monofocal se obtiene que los resultados subjetivos (**Tabla 5**), tanto la AV como sensibilidad al contraste, coinciden con los reportados por Pedrotti E et al.,⁴⁹ Altemir et al.⁵⁰ y Talavero P.,⁵¹ a excepción de la AV en visión fotópica en las que se registran valores más altos que los reportados en este estudio. Los resultados objetivos del Scatter Meter concuerdan con los registrados por Chen T et al.,⁵² y a su vez los del Optycal Quality difieren con Poyales B.⁵³ para las AV 100% y AV 20%, cuyas mediciones fueron de $1,029 \pm 0,343$ y $0,956 \pm 0,330$ respectivamente, frente a $0,83 \pm 0,38$ y $0,57 \pm 0,27$. Con respecto al OSI, toma distintos valores en los estudios citados, pero concuerdan en la clasificación de un OSI leve. Por otra parte, en las mediciones objetivas para la LIO tórica hay similitud en el Strehl ratio ($0,155 \pm 0,038$) descrito por Xiao XW et al.⁴⁷ pero se discrepa en la AV, ya que AV 100% y 20% son prácticamente iguales, mientras que en este estudio difieren ambas en 0,20 unidades logarítmicas. Tanto la diferencias con Poyales B.⁵³ (grupo control) como con Xiao XW et al.⁴⁷ (grupo tórico) pueden deberse a que a pesar de tener un Strehl ratio similar, no se hace referencia a la distribución de las aberraciones la cual no se puede medir mediante el OQAS. En cuanto a la sensibilidad al contraste en el grupo

tórico, no se han encontrado estudios para su corroboración; no obstante, al no haber diferencias estadísticamente significativas con la LIO monofocal, se puede decir que están dentro de la normalidad para la población de muestra.⁴⁶ Además se encontró una mayor sensibilidad al contraste para frecuencias bajas en la LIO tórica de AMO en comparación con su diseño monofocal, sin embargo no supone una diferencia estadísticamente significativa.

Así, volviendo al objetivo principal de evaluación de la calidad visual entre pacientes implantados con LIO monofocal y tórica de AMO, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos (tabla 5). Yamauchi T et al.⁵⁴ realizó un estudio similar con LIOs del mismo material, valorando la calidad visual por métodos subjetivos de la LIO con diseño monofocal (SN60WF, Acrysoft) frente al diseño tórico (SN6AT3-9, Acrysoft); en el cual tampoco se encontró diferencias entre la implantación de un modelo u otro de LIO. Dicho resultado es de acorde a los encontrados en este estudio.

Como objetivo secundario se determina de forma objetiva la calidad del sistema óptico mediante la AV 100%, AV 20%, el Strehl ratio y el OSI; y no se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos (**Tabla 5**).

Los resultados encontrados para ambos objetivos pueden corresponderse a que las lentes se elaboran con el mismo material (acrílico hidrofóbico), el mismo índice de refracción y además para ambas la asfericidad se encuentra en la cara anterior de la lente fijando AE -0,27 μ m (diámetro pupilar de 6 mm). Es decir, las variaciones que ocasiona la introducción de la LIO en el sistema óptico deberían ser las mismas para ambos grupos, para los cuales las mediciones se realizan buscando la emetropía del sistema, lográndola ya sea por medio de la compensación óptica (método subjetivo) o por la suma de ésta y la selección del mejor enfoque de la imagen (método objetivo).

Además se compararon los valores proporcionados por el OQAS para cada grupo en función del programa utilizado (Optical Quality y Scatter Meter), no encontrándose diferencias significativas entre ambos (**Tabla 6**).

Si se comparan las AVs subjetivas con las AVs simuladas objetivas para cada grupo (control y tórico) teniendo en cuenta las condiciones de iluminación de la prueba (**Tabla 7**), hay correspondencia entre las AV en el grupo tórico. En cambio, para el grupo control se encuentran diferencias estadísticamente significativas para condiciones fotópicas (Optical Quality $p=0,004$; Scatter Meter $p=0,002$); y en condiciones mesópicas sólo si se compara con la AV proporcionada por el Optical Quality ($p=0,039$). Chen T et al.⁵² evaluó de forma objetiva y subjetiva la calidad visual de una LIO multifocal ZMB00 en comparación con la LIO monofocal ZCB00, ambas de AMO del mismo material, así mismo no hubo correlación entre los resultados objetivos y subjetivos para la LIO monofocal. Esto puede deberse a las aberraciones oculares, especialmente a la AE. En el estudio de Nochez Y et al.^{55,56} se estableció una relación negativa entre la AE y la sensibilidad al contraste objetiva; proponiendo una corrección parcial de la AE dejando valores de 0,07 a 0,10 μ m para tener la ventaja dada por la profundidad de foco sin que decrezca demasiado la sensibilidad al contraste objetiva; esto se relaciona con la LIO monofocal en ser de corrección parcial de AE (-0,27 μ m) teniendo mejor calidad visual en las pruebas subjetivas (profundidad de foco) que en las objetivas: la AV 100% y 20% se calculan a partir de la MTF la cual mide la sensibilidad al contraste objetiva.

De cara a seguir profundizando en las diferencias de AV registradas por ambos métodos, se podría hacer una comparación entre la refracción objetiva y la refracción manifiesta del paciente, en busca de las diferencias estadísticamente significativas entre ambas.

Además cabe destacar que los valores de la sensibilidad al contraste se midieron sin tener en cuenta la adaptación sensorial que se produce al pasar de situaciones de iluminación a oscuridad. La respuesta de los fotorreceptores varía, siendo rápida la respuesta de los conos alcanzando su sensibilidad máxima en pocos minutos, mientras que la respuesta de los bastones es más lenta, dándose la máxima sensibilidad en torno a los 20 minutos.⁵⁷ Por ello, muchos pacientes cuando pasaban de condición de iluminación fotópica a mesópica baja, en un principio creían que no serían capaz de reconocer el estímulo que se les proponía, sin embargo con el paso del tiempo, decían ver mejor. Por el entorno en el que se desarrolla el estudio (clínica diaria), no es factible la adaptación del paciente a las nuevas condiciones por el tiempo que supone, pero sería interesante el poder medir entonces la sensibilidad al contraste.

6. CONCLUSIONES

- En nuestro estudio de la evaluación de la calidad visual subjetiva de los pacientes implantados con LIO tórica y LIO monofocal de AMO (mediante la AV y sensibilidad al contraste con diferentes iluminaciones) no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.
- La determinación del índice de calidad visual de forma objetiva a través del OQAS (AV 100%, AV 20%, Strehl ratio y OSI) no arrojó diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.

7. BIBLIOGRAFÍA

1. Shichi H. Cataract formation and prevention. *Expert Opinion on Investigational Drugs*. 2004; 13 (6):691-701. <https://doi.org/10.1517/13543784.13.6.691>
2. Nieves-Moreno M, Asorey-García A, Santos-Bueso E, García-Sánchez J. Historia de la cirugía de cataratas (I): desde el abatimiento hasta la extracción. *Archivos de La Sociedad Española de Oftalmología*. 2015; 90(1): e3–e5. <https://doi.org/10.1016/j.oftal.2014.04.020>
3. Thompson J, Lakhani N. Cataracts. *Primary Care - Clinics in Office Practice*. W.B. Saunders. 2015; 42 (3): 409-423. <https://doi.org/10.1016/j.pop.2015.05.012>
4. Bernal-Reyes N, Hormigó-Puertas I, Arias-Díaz A. Correlación de la densidad del cristalino medida por imágenes de Scheimpflug y parámetros facodinámicos en la optimización de la facoemulsificación. *Revista Mexicana de Oftalmología*. 2014; 88(1), 32–38.
5. Chua J, Lim B, Fenwick EK, Gan ATL, Tan AG, Lamoureux E, et al. Prevalence, risk factors, and impact of undiagnosed visually significant cataract: The Singapore epidemiology of eye diseases study. *PLoS ONE*. 2017; 12 (1): 1-15. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0170804>
6. The International Agency for the Prevention of Blindness (IAPB) [Internet]. Bourne R, Resnikoff S, Ackland P. GBVI – Global Cause Estimates. Disponible en: <http://atlas.iapb.org/global-burden-vision-impairment/gbvi-global-cause-estimates/>

7. The International Agency for the Prevention of Blindness (IAPB) [Internet]. Bourne R, Resnikoff S, Ackland P. GBVI – Avoidable Visual Impairment. Disponible en: <http://atlas.iapb.org/global-burden-vision-impairment/gbvi-avoidable-visual-impairment/>
8. Nieves-Moreno M, Asorey-García A, Santos-Bueso E, García-Sánchez J. Historia de la cirugía de cataratas (II): desde el abatimiento hasta la extracción. *Archivos de La Sociedad Española de Oftalmología*. 2015; 90(1): e22–e24. <http://dx.doi.org/10.1016/j.oftal.2014.04.022>
9. Pinilla I. Patología cristalínica en el paciente geriátrico [Seminario Ampliación de optometría geriátrica]. Zaragoza: Servicio de Oftalmología, Hospital Universitario Miguel Servet. 2019.
10. Castro FJ. Cirugía de la catarata [Seminario Actuación Optométrica en cirugía oftálmica]. Zaragoza: Servicio de Oftalmología, Hospital Universitario Miguel Servet. 2019.
11. Bellucci R. An Introduction to Intraocular Lenses: Material, Optics, Haptics, Design and Aberration. En: *Cataract. S. Karger AG*. 2013; 38–55. <https://doi.org/10.1159/000350902>
12. Yu N, Fang F, Wu B, Zeng L, Cheng Y. State of the art of intraocular lens manufacturing. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2018; 98(5–8): 1103–1130. <https://doi.org/10.1007/s00170-018-2274-5>
13. Baillif S, Baziard-Mouysset G, Roques C, Baziard Y, Kodjikian L. Calculation of Intraocular Lens Surface Free Energy and its Components from Contact Angle Measurements. *Ophthalmic Research*. 2013; 50(3), 165–173.
14. Schuster A.K, Tesarz J, Vossmerbaeumer U. The impact on vision of aspheric to spherical monofocal intraocular lenses in cataract surgery: A systematic review with meta-analysis. *Ophthalmology*. 2013; 120(11), 2166–2175. <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2013.04.011>
15. Sauer T, Mester U. Tilt and decentration of an intraocular lens implanted in the ciliary sulcus after capsular bag defect during cataract surgery. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*. 2013; 251(1), 89–93. <https://doi.org/10.1007/s00417-012-2141-2>
16. Ale J.B. Intraocular lens tilt and decentration: a concern for contemporary OIL designs. *Nepal Journal Ophthalmology*. 2011; 3(5), 68-77.
17. Razmjoo H, Ghoreishi M, Milasi A, Peyman A, Jafarzadeh Z, Mohammadinia M, et al. Toric Intraocular Lens for Astigmatism Correction in Cataract Patients. *Advanced Biomedical Research*. 2017; 6(1), 123-7. <https://doi.org/10.4103/2277-9175.216777>
18. Parviz M, Esfandiari H, Behnaz N, Fatemeh J, Sima A, Javadi M, et al. Toward the art of robotic assisted vitreoretinal surgery. *Journal of Ophthalmic and Vision Research*. 2017; 12(3), 270–274. <https://doi.org/10.4103/jovr.jovr>
19. Koch DD, Ali SF, Weikert MP, Shirayama M, Jenkins R, Wang L. Contribution of posterior corneal astigmatism to total corneal astigmatism. *J Cataract Refract Surg*. 2012; 38(12):2080-7.

20. Popp N, Hirschschall N, Maedel S, Findl O. Evaluation of 4 corneal astigmatic marking methods. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2012; 38(12), 2094–2099. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2012.07.039>
21. Jin YY, Zhou Z, Yuan XY, Song H, Tang X. Effect of the posterior corneal surface on total corneal astigmatism in patients with age-related cataract. *International Journal of Ophthalmology*. 2018; 11(6), 958–965. <https://doi.org/10.18240/ijo.2018.06.10>
22. Shajari M, Priglinger S, Kreutzer T. Current state of knowledge on special lenses. *Ophthalmologe*. 2020; 117(3), 283–292. <https://doi.org/10.1007/s00347-020-01059-9>
23. Aytogan H. Effect of corneal marking features on toric intraocular lens alignment. *International Ophthalmology*. 2020; <https://doi.org/10.1007/s10792-020-01333-4>
24. Tamez-Peña A, Nava-García JA, Zaldívar-Orta EL, Lozano-Ramírez JF, Cadena-Garza CL, Hernández-Camarena JC, et al. Efecto clínico de la rotación postoperatoria de los lentes intraoculares tóricos. *Revista Mexicana de Oftalmología*. 2015; 89(4), 219–224. <https://doi.org/10.1016/j.mexoft.2015.04.005>
25. Lipsky L, Barrett G. Comparison of toric intraocular lens alignment error with different toric markers. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2019; 45(11), 1597–1601. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2019.06.013>
26. Li, S., Li, X., He, S., Zheng, Q., Chen, X., Wu, X., & Xu, W. Early Postoperative Rotational stability and its related factors of a single-piece acrylic toric intraocular lens. *Eye (Basingstoke)*. 2020; 34(3), 474–479. <https://doi.org/10.1038/s41433-019-0521-0>
27. Marcos S. Calidad óptica del ojo. *Investigación y Ciencia*. 2005; 34, 66-74.
28. Gaviria JG, Handal JP, Escaf L, Melo L, Londoño J, Gomez N, et al. Cataract surgery in the patient with endothelial fragility. Cirugía de catarata en el paciente con fragilidad Revisión de la literatura y aproximación para evaluación del riesgo. *Rev. Sociedad Colombiana de Oftalmología*. 2016; 49(4), 295–305.
29. Parra-Rodríguez DS, Sierra GA, Nieto MV, Cantero MA. Pérdida celular endotelial en pacientes operados de catarata por facoemulsificación manual y en técnica asistida con láser de femtosegundo en el 2015 en el Hospital Central Militar. *Revista Mexicana de Oftalmología*. 2017; 91(5), 241–246. <https://doi.org/10.1016/j.mexoft.2016.06.008>
30. Topcon Corporation. *Manual de instrucciones. Refractómetro automático RM-800. Queratorefractómetro automático KR-800*. Japan: TOPCON CORPORATION; 2013.
31. Wegener A, Laser-junga H. Fotografía del segmento del ojo anterior según el principio de Scheimpflug: Opciones y limitaciones: una revisión. *Oftalmología clínica y experimental*. 2009; 37, 144-154. <https://doi.org/10.1111/j.1442-9071.2009.02018.x>
32. Oculus Optikgeräte GmbH. *Oculus Pentacam InstructionManual. Measurement and Evaluation System for the Anterior Segment of the Eye*. Germany: Oculus Optikgeräte; 2018.

33. Symes RJ, Ursell PG. Automated keratometry in routine cataract surgery: Comparison of Scheimpflug and conventional values. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2011; 37(2), 295–301. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2010.08.050>
34. Akman A, Asena L, Güngör S.G. Evaluation and comparison of the new swept source OCT-based IOLMaster 700 with the IOLMaster 500. *British Journal of Ophthalmology*. 2016; 100(9), 1201–1205. <https://doi.org/10.1136/bjophthalmol-2015-307779>
35. Cho YJ, Lim TH, Choi KY, Cho BJ. (2018). Comparison of Ocular Biometry Using New Swept-source Optical Coherence Tomography-based Optical Biometer with Other Devices. *Korean Journal of Ophthalmology*. 2018; 32(4), 257–264. <https://doi.org/10.3341/kjo.2017.0091>
36. Panthier C, Burgos J, Rouger H, Saad A, Gatinel D. New objective lens density quantification method using swept-source optical coherence tomography technology: Comparison with existing methods. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2017; 43(12), 1575–1581. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2017.09.028>
37. Chirapapaisan C, Srivannaboorn S, Chonpimai P. Efficacy of Swept-source Optical Coherence Tomography in Axial Length Measurement for Advanced Cataract Patients. *Optometry and Vision Science : Official Publication of the American Academy of Optometry*, 2020; 97(3), 186–191. <https://doi.org/10.1097/OPX.0000000000001491>
38. Jiang JY, Ong K. Variability of central corneal thickness measurements-comparing zeiss iol master and Tomey corneal specular microscope. *Asia-Pacific Journal of Ophthalmology*, 2019; 8(4), 275–279. <https://doi.org/10.1097/APO.0000000000000243>
39. Zeiss: Introducción a las fórmulas para el cálculo de lentes intraoculares (LIO) [Internet]. Zeiss [citado el 1 mayo 2020]. Disponible en: <https://www.zeiss.es/meditec/aplicaciones/oftalmologia-y-optometria/cirugia-de-cataratas/-optical-biometry-/introduccion-a-las-formulas-para-el-calculo-de-lentes-intraoculares--lio-.html>
40. Plat J, Hoa D, Mura F, Busetto T, Schneider C, Payerols, A, et al. Clinical and biometric determinants of actual lens position after cataract surgery. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2017; 43(2), 195–200. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2016.11.043>
41. Tecnis Toric Aspheric Iol, Toric Calculator Johnson & Johnson [Internet]. Johnson & Johnson Surgical Vision, Inc; [actualizado 2020, citado el 13 junio 2020]. Disponible en: <https://www.tecnistoriccalc.com/calculator/>
42. Johnson & Johnson Vision. Tecnis Monofocal IOL with Tecnis iTEC preloaded delivery system [Documento gráfico]. Abbott Medical Optics Inc, 2017. 16 páginas.
43. Johnson & Johnson Vision. Tecnis Toric 1-Piece Aspheric IOL Hydrophobic Acrylic [Documento gráfico]. Johnson & Johnson Surgical Vision, Inc, 2018. 2 páginas.
44. VectorVision [Internet]. Ohio: VectorVision [citado el 14 junio 2020]. ETDRS Acuity. Disponible en: <http://www.vectorvision.com/clinical-use-etdrs-acuity/>

45. VectorVision [Internet]. Ohio: VectorVision [citado el 14 junio 2020]. Standardized Contrast Sensitivity Tests. Disponible en: <http://www.vectorvision.com/csv1000-contrast-sensitivity/>
46. VectorVision [Internet]. Ohio: VectorVision [citado el 14 junio 2020]. Normal Contrast Sensitivity Values for CSV-1000. Disponible en: <http://www.vectorvision.com/csv1000-norms/>
47. Xiao XW, Hao J, Zhang H, Tian F. Optical quality of toric intraocular lens implantation in cataract surgery. *International Journal of Ophthalmology*, 2015; 8(1), 66–71. <https://doi.org/10.3980/j.issn.2222-3959.2015.01.12>
48. Visiometrics. *HD Analyser™: An OQAS producto by Visiometrics. Manual de usuario versión 2.7*. España: Visiometrics S.L; 2018
49. Pedrotti E, Carones F, Aiello F, Mastropasqua R, Bruni E, Bonacci E, et al. Comparative analysis of visual outcomes with 4 intraocular lenses: Monofocal, multifocal, and extended range of vision. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 2018; 44(2), 156–167. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2017.11.011>
50. Altemir-Gomez I, Millan MS, Vega F, Bartol-Puyal F, Gimenez-Calvo G, Larrosa JM, et al. Comparison of visual and optical quality of monofocal versus multifocal intraocular lenses. *European Journal of Ophthalmology*, 2020; 30(2), 299–306. <https://doi.org/10.1177/1120672119827858>
51. Talavero P. Análisis de la función y la calidad visual tras cirugía de cataratas con implante de lente intraocular multifocal [Tesis Doctoral]. Madrid: Paula Talavero González. 2019.
52. Chen T, Yu F, Lin H, Zhao Y, Chang P, Lin L, et al. Objective and subjective visual quality after implantation of all optic zone diffractive multifocal intraocular lenses: a prospective, case-control observational study. *British Journal of Ophthalmology*, 2016; 100(11), 1530–1535. <https://doi.org/10.1136/bjophthalmol-2015-307135>
53. Poyales B. Análisis de la calidad óptica de lentes intraoculares monofocales y multifocales en pacientes intervenidos de cataratas mediante técnicas objetivas y subjetivas [Tesis Doctoral]. Madrid: Universidad Autónoma de Madrid. 2011.
54. Yamauchi T, Tabuchi H, Takase K, Ohara Z, Imamura H, Kiuchi. Comparison of visual performance of toric vs non-toric intraocular lenses with same material. *Clinical Ophthalmology*, 2018; 12, 2237–2243. <https://doi.org/10.2147/OPHTH.S183899>
55. Nochez Y, Majzoub S, Pisella PJ. Effect of residual ocular spherical aberration on objective and subjective quality of vision in pseudophakic eyes. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 2011; 37(6), 1076–1081. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2010.12.056>
56. Nochez Y, Majzoub S, Pisella PJ. Effect of interaction of macroaberrations and scattered light on objective quality of vision in pseudophakic eyes with aspheric monofocal intraocular lenses. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 2012; 38(4), 633–640.
57. Lopez RM. El poder del ojo adaptado a la oscuridad. *Gaceta (Optica)*, 2009; 13.406, 20–24.